

дку патологія може виявлятися в змінах енергетичних, часових, частотних і просторових структур молекулярних спектрів випромінювання й поглинання біологічних середовищ.

Література

1. Бецкий О.В., Лебедева Н.Н. Применение низкоинтенсивных миллиметровых волн в медицине//Миллиметровые волны в биологии и медицине. 2007. № 1. С. 32–59.
2. Кислов В.В. Терагерцовые волны и их применение / В.В. Кислов, О.В. Бецкий // СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии: материалы 17-ой Международ. Крым. конф. в 2 т., Севастополь, 10–14 сентября 2007 г. Т.2 С. 771–773.
3. Ситько С.П., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины. – К.: ФАДА ЛТД, 1999. – 200 с.
4. Горбань Е.Н. Клеточные и гуморальные механизмы воздействия низкоинтенсивного электромагнитного излучения ММ-диапазона на организм//Тр. I междунар. конф. "Современные технологии ресурсоэнергосбережения". Книга 4. Киев, 1997.
5. Бецкий О.В. и др. Биофизические эффекты волн терагерцового диапазона и перспективы развития новых направлений в биомедицинской технологии: «Терагерцовая терапия» и «Терагерцовая диагностика». – Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2003, № 12, С. 3–6.

Ключові слова: біофізика, вплив випромінювання на організм, випромінювання в біомедицині	
Мельник Е.Т., Яненко А.Ф.	Melnik E.T., Yanenko A.F.
Особенности и использование терагерцовых волн в биологии и медицине	Features and use of the terahertz waves in biology and medicine
Рассмотрены биологические эффекты терагерцовых волн и способы их использования в биологии и медицине	The biological effects of the terahertz waves and ways their use in biology and medicine are considered

УДК 621.317.7.089

ДОСЛІДЖЕННЯ ОПОРУ БІОЛОГІЧНО АКТИВНОЇ ТОЧКИ НА ПОСТІЙНОМУ ТА ЗМІННОМУ СТРУМІ

Перегудов С.М., Пустова С.В., Яненко О.П.

Проведено дослідження опору біологічно активної точки (БАТ) на постійному і змінному струмі. Зроблено оцінку взаємозв'язку між опором шкіри і електромагнітним випромінюванням в БАТ. Показана можливість використання експериментальної інформації для діагностики стану людського організму.

Вступ. Постановка задачі

Відома велика кількість робіт, в яких стверджується, що вимірювання різних біофізичних параметрів біологічно активних точок (БАТ) дозволяють проводити діагностику захворювань. Серед інструментальних методик найбільше розповсюдження отримали вимірювання електричних параметрів БАТ – опору і ємності як на постійному, так і на змінному струмі [1,2]. Вимірювання опору у визначених точках шкіри з метою діагностування починає свою історію з праць японських дослідників Н.Накатані та К.Акабане. З того часу географія застосування цього методу значно розширилась, метод одержав популярність в інших країнах, наприклад метод Р. Фоля (ФРН). Подібними дослідженнями займається ряд авторських колективів і в нашій країні. Але разом з тим, як метод одержував популярність, виявилось, що його простота вдавана. Такий висновок можна зроби-

ти переглянувши дані, які приводять різні автори в своїх публікаціях. Значний розкид значень опору як в області БАТ, так і поза її проєкцію, обумовлений різноманітністю сигналів, рівнем напруги тестування, відмінностями електродів і схем їх розміщення на поверхні тіла, тобто слід визнати відсутність уніфікованої методики вимірювання.

Різні автори (Портнов Ф.Г., Kгіppner S., Підшибняк А.К. та ін.) прийшли до висновків: величина опору шкіри значно змінюється в часі; кількість, величина і положення точок зниженого опору на поверхні шкіри підлягають різним впливам і не піддаються систематизації; кореляцію місцезнаходження точок пониженого опору і БАТ встановити не вдалося.

Таким чином, очевидна необхідність більш поглибленого вивчення метрологічної і біофізичної сторін вказаної проблеми, оскільки:

1) всі існуючі методики відносяться до групи, так званих, опосередкованих методів вимірювання, а значення опору знаходиться шляхом обчислення (навіть якщо шкали приладів градуйовані в одиницях опору);

2) за даними цілого ряду авторів, значення струмів залежать від часу, що пройшов від моменту подачі напруги до вимірювання (обґрунтування цього часу, що складає в багатьох методиках 2 – 3 секундам не знайдено);

3) не знайдено обґрунтування запропонованих різними авторами рівнів напруги - напруга тестового сигналу, що подається на точку, змінюється в залежності від методики (від сотень мілівольт до 21 В), тобто відсутнє обґрунтування рівня напруги, за якої параметри БАТ найбільш інформативні;

4) БАТ мають малі розміри (1-2 мм) і розташовані на різній глибині, тому при проведенні вимірювань необхідно враховувати, що інтегральний струм, що протікає через прилад, визначається як параметрами самої БАТ, так і параметрами тканини, що оточує біологічно активну точку. Важливо розуміти до якого конкретно об'єму відносяться виміряні значення опору чи провідності (згідно гіпотези про аномальність БАТ за електричними параметрами, вони мають зовсім інше значення, ніж оточуючі їх тканини);

5) результати вимірювань вміщують не лише характеристики шкіри, але і електродів, тому необхідно враховувати величину вкладу, що вноситься електродами. Необхідно враховувати і розкид вимірюваного параметру, який обумовлюється варіаціями площі контакту "електрод-шкіра";

6) розкид вимірюваного параметру суттєво залежить від вологості шкіри. Як правило, з метою ліквідації цього розкиду проводять нормування даного показника, наприклад, змочуючи шкіру фізіологічним розчином;

7) відсутня ясність в розумінні біофізичної і фізіологічної суті параметрів, що одержують, в зв'язку з чим питання вибору режиму вимірювання стає край важким.

В літературі є дані про залежність результатів вимірювання опору від часу, що пройшов від встановлення електрода до взяття виміру [3]. Було виявлено, що при тестуванні шкіри ступінчатою напругою струм в колі

непостійний, а досягає встановленого значення після певного проміжку часу. Відповідним чином змінюється і опір БАТ. На основі даних [3] нами проведено дослідження зміни опору в часі, результати яких приведено на рис. 1б,в (крива 2). При зміні рівня напруги, що прикладається, залежність опору від часу змінюється. За напруги $\sim 1-2$ В після "стрибка" опору спостерігається його релаксація до деякого рівня, що можна пояснити процесами поляризації, які відбуваються на границі "електрод-шкіра" і в об'ємі тканини. При підвищенні напруги вигляд перехідного процесу змінюється.

В ньому з'являється ділянка росту опору, яку уже не можна пояснити чисто пасивними поляризаційними процесами. Для його пояснення необхідно включити в еквівалентну схему шкіри генератор, що фізично можна інтерпретувати як підвищення провідності під впливом прикладеної напруги. Вимірювання при більш високих рівнях напруги виявляють активні властивості шкіри, що обумовлено залежністю електричних параметрів останньої від прикладеної напруги. Разом з тим рівень, з якого в перехідному процесі проявляються активні властивості, підлягає індивідуальним варіаціям.

В різних роботах піднімається питання суттєвої різниці опору в одних і тих же БАТ у людей з різним фізіологічним станом. Звичайно виникає питання про причини такої суттєвої різниці. Всі відомі групи методик використовують вимірювання опору за допомогою даних за рахунок труднощів стабілізації величини площі контакту "електрод-шкіра". Для ретельнішого вивчення цих питань, проведені дослідження опору БАТ на постійному та змінному струмі.

Результати експериментальних досліджень

Для дослідження була обрана точка лао-гун (8MC) лівої руки, яка розташована на середині долоні між III і IV п'ястими кісточками і яка належить до меридіану перикарду, виходячи із зручності розташування і простоти одержання інформації. Виміри проводились у групи молодих людей різної статі, але без явно виражених ознак захворювання серця.

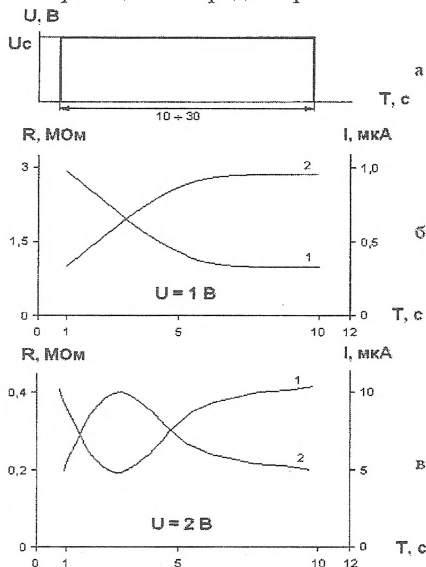


Рис. 1.

Задачею дослідження було визначення опору в БАТ на постійному та змінному струмі (на частотах 0,1 кГц та 1 кГц) при звичайних умовах та на долоні, змоченій фізіологічним розчином. Мочення проводилось з метою нормування показника опору поверхневого шару шкіри. Для обробки результатів використана методика, наведена в роботах [4,5].

Дослідження проводились у два етапи у вимірвальній лабораторії НДЦ квантової медицини „Відгук” та лабораторії РТФ НТУУ „КПІ”.

Дослідження електромагнітного випромінювання БАТ проводилось на високочутливій радіометричній системі НУ-1 [6] на частоті 52 ГГц при значенні атенюатора 3 дБ. Похибка визначення потужності випромінювання скла $\pm 5\%$. При цьому перевірялося твердження щодо формування радіотеплового сигналу поверхневим опором шкіри. Відомо, що при нагріванні дискретного окремого опору він випромінює шумовий електромагнітний сигнал, потужність якого визначається формулою Найквіста

$$U^2 = 4kTR\Delta f, \quad (1)$$

де U – напруга випромінювання, В; $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К – стала Больцмана; T – температура, К; R – опір, Ом; Δf – смуга частот, Гц.

Подібний зв'язок проявляє кореляційну залежність $P = f(R)$, де $P = U^2/R$ – потужність випромінювання на одиничному опорі, Вт.

Оскільки ділянку шкіри, де розташована БАТ можна в наближенні представити у вигляді відокремленого опору між двома вимірвальними електродами, то між опором шкіри та рівнем випромінювання повинна проявлятися кореляційна залежність, що відповідає співвідношенню (1).

Виміри електричного опору проводились за допомогою вимірвача RLC P5030. При цьому щуп вимірвача представляв собою два з'єднані електроди, загострені на кінці для підвищення точності вимірюваних даних. Похибка визначення електричного опору складала $\pm 2\%$. Проміжок часу від встановлення щупа до взяття виміру було обрано рівним 2 хв., виходячи із даних, наведених в літературі. Дослідження опору проводилось на постійному та змінному струмі при звичайних умовах та на долоні, змоченій фізіологічним розчином, з метою нормування показника опору. Результати досліджень в табл. 1 та на рис. 2. Для числової оцінки взаємного зв'язку між опором в БАТ і електромагнітним випромінюванням використано методику визначення коефіцієнта кореляції, наведену в [4,5].

Із колонки 1 табл. 1 видно, що опір БАТ точки лао-гун при звичайних умовах вимірювання різних респондентів має значний розкид і знаходиться в межах 1,1...11 МОм, що пояснюється, на наш погляд, різною товщиною та вологістю поверхневого шару (епідермісу) шкіри.

Таблиця 1

Стать	Опір						Випромінювання, 10 ⁻¹³ Вт
	=		~ 0,1 кГц		~ 1 кГц		
	1	2	1	2	1	2	
ч	1.5	18	1	1,8	0.58	1,7	2.8372
ч	2.9	50	1.8	16	0.9	17	3.175
ч	3.7	35	2	10	0.9	7	2.8884
ч	1.1	77	0.37	31	0.18	26	3.0952
ч	1.28	39	0.63	7	0.33	6,2	3.6065
ч	7.6	72	4.8	27	1.5	23	2.2661
ч	2	41	2	6.7	0.9	6	3.0164
ж	2	60	2	78	0.69	64	3.1218
ч	5.3	460	2.2	230	0.95	160	1.7915
ж	11	81	4.8	42	1.6	35	3.3612
ч	9	33	3.6	4	3.3	4	3.3346

Примітка: ч – чоловік, ж – жінка, = – постійний струм, ~ – змінний струм, колонка 1 – при звичайних умовах (опір у МОм), колонка 2 – при нормованій вологості шкіри (опір у кОм).

При змінному струмі опір значно зменшується, при 1 кГц зменшення складає від 2,2 до 6,8 разів. Розкид опорів на змінному струмі в більшій мірі визначається ємнісною складовою досліджуваної ділянки шкіри. Кореляційний зв'язок між опором БАТ та випромінюванням практично відсутній: на постійному струмі – -0,1; на змінному струмі при частоті 0,1 кГц – -0,2, при частоті 1 кГц – -0,01.

В колонках 2 табл.1 та на рис. 2 наведені результати дослідження опорів при змоченні поверхневого шару БАТ фізіологічним розчином. Таким чином проводиться нормування вологості поверхневого шару шкіри і усунення впливу цього ефекту у респондентів. Опір при змоченні значно зменшується і складає десятки кілоом і лише в одного респондента опір склав аномальне значення в 460 кОм через невідомі для нас причини.

Динаміка зміни опорів на змінному струмі має тенденцію до зменшення, що відповідає вимірюванню без нормування вологості.

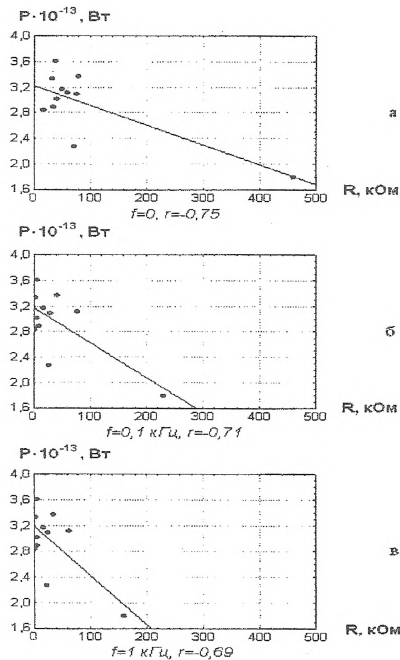


Рис. 2.

Кореляційні поля залежності $P = f(R)$ за нормування вологості поверхневого шару БАТ на постійному та змінному струмах наведені на рис. 2. Коефіцієнт кореляції між потужністю електромагнітного випромінювання та опором шкіри складає: на постійному струмі – $-0,75$ (рис. 2а); на змінному струмі на частоті $0,1$ кГц – $-0,71$ (рис. 2б), на частоті 1 кГц – $-0,69$ (рис. 2в). Із рис. 2 видно, що аномальні показники опору у відміченого раніше респондента зберігаються при всіх режимах вимірювання, що може бути діагностичною ознакою та приводом для подальшого медичного обстеження.

Висновки

Опір біологічно активної точки лао-гун в нормальних умовах вимірювання має значний розкид, що пояснюється різним станом поверхневого шару шкіри респондентів. Кореляційний зв'язок між опором та потужністю випромінювання відсутній.

Мочення шкіри (нормування) призводить до зменшення опору на два порядки. Між опором та потужністю випромінювання БАТ є кореляційний зв'язок як на постійному ($-0,75$), так і на змінному ($-0,71$; $-0,69$) струмі. Із збільшенням частоти зондування коефіцієнт кореляції має тенденцію до зменшення.

Значення опору і електромагнітного випромінювання в точці лао-гун у різних людей визначаються індивідуальними особливостями кожного організму. Проте вони є приблизно однаковими. Різка відмінність цих значень у окремих людей вказує на наявність у них можливих патологій або інших порушень в організмі. Тому стан їхнього організму потребує подальшого поглибленого вивчення та діагностики іншими засобами.

Дослідження показало, що задіяні для вивчення електрофізичні і електромагнітні параметри БАТ можуть бути методом діагностики стану людського організму в цілому. Такий метод діагностики вигідно вирізняється інформативністю, абсолютною нешкідливістю, простотою і можливістю динамічного спостереження.

Література

1. Гава Хувсан. Традиционные и современные аспекты восточной рефлексотерапии. М.: "Наука", 1986. – 576 с.
2. Самосюк И.З., Лысенюк В.П., Лиманский Ю.П. и др. Нетрадиционные методы диагностики и терапии. – К.: "Здоровье", 1994. – 240 с.
3. Качан А.Т., Богданов Н.Н. Электрофизиологические особенности точек акупунктуры – В кн. Оптимизация воздействия в физиотерапии. – Минск: "Беларусь", 1980. С. 112-119.
4. Пустовая С.В. Исследование электрофизических и электромагнитных параметров биологически активных зон и точек человеческого организма // Мат. 3-ей международ. молодежной научно-техн. конф. «Современные проблемы радиотехники и телекоммуникаций» Севастополь: Изд-во СевНТУ, 2007. С. 268.
5. Пустова С.В., Яненко О.П. Дослідження електрофізичних і електромагнітних параметрів біологічно активних точок людського організму // Вісник НТУУ „КПІ”. Радіотехніка. Радіоапаратобудування. 2007. – Вип. 34. – С.142 – 149.

6. Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф., Манойлов В.Ф., др. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов. Житомир: "Волянь", 2003. 408 с.

Ключові слова: біологічно активна точка, діагностика, рефлексотерапія	
Перегудов С.М., Пустова С.В., Яненко О.П.	Peregudov S.V., Pustova S.V., Yanenko O.P.
Исследование сопротивления биологически активной точки на постоянном и переменном токе	Research of resisting of the biological active point for constant and alternative current
Проведено дослідження опору біологічно активної точки (БАТ) на постійному і змінному струмі. Сделана оцінка взаємозв'язку опору шкіри і електромагнітного випромінювання в БАТ. Показана можливість використання експериментальної інформації для діагностики стану людського організму.	Is conducted research of resistance of biologically active point (BAT) on a direct and variable current. Research results are presented. The estimation of intercommunication between resistance of skin and by an electromagnetic radiation in BAT is done. Is shown possibility of the use of experimental information for diagnostics of the state of human to the organism.

УДК615.47

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЦИФРОВОГО ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНОГО СЕНСОРА.

Мосійчук В. С., Шарпан О.Б.

Описано новий, високочутливий оптичний сенсор, на основі світлодіодів, з яких один виконує функцію джерела світла, а другий зворотно-зміщений функціонує як світлоприймач. Показана можливість використання даного принципу вимірювання для задач отримання пульсової хвилі.

Вступ

В наявних фотоплетизмографічних (ФПГ) сенсорах використання світлодіодів (СД) як джерела світла стало традиційним. Це об'єктивно обумовлено кращими енергетичними показниками, селективністю випромінювання, стійкою емісією, наявністю різних розмірів і форм, низькою ціною. Смуга їх робочих довжин хвиль перекриває діапазон максимумів поглинання різних форм гемоглобіну, не призводять до значного нагрівання тканини.

Традиційно як детектор світла використовується напівпровідниковий фотодіод. При цьому додатково до детектора, необхідні прецизійний операційний підсилювач і АЦП високої роздільної здатності. Ці компоненти збільшують складність і вартість системи, її геометричні розміри і потужність розсіювання, тобто знижують показники, що є критичними в мініатюрних системах з батарейним живленням.

В роботах [1,2] запропоновано нетрадиційний оптичний сенсор, суть якого полягає в тому, що як світлоприймач використовується СД в режимі зворотного зміщення. Подібні первинні перетворювачі успішно застосовуються для кольорометричного аналізу [4], вимірювання відстаней [3], в системах бездротової передачі даних на короткі відстані та ін. Тому являє практичний інтерес випробування сенсора даного типу для задач отримання пульсової хвилі ФПГ методом.